

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2002-512100

(P2002-512100A)

(43) 公表日 平成14年4月23日 (2002.4.23)

(51) Int.Cl.  
A 61 B 3/113  
A 61 F 9/007

識別記号

F I  
A 61 B 3/10  
A 61 F 9/00

マーク\* (参考)  
B  
500

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2000-545069(P2000-545069)  
(86) (22) 出願日 平成11年1月20日(1999.1.20)  
(85) 翻訳文提出日 平成12年10月23日(2000.10.23)  
(86) 國際出願番号 PCT/US99/01222  
(87) 國際公開番号 WO99/54783  
(87) 國際公開日 平成11年10月28日(1999.10.28)  
(31) 優先権主張番号 09/063,879  
(32) 優先日 平成10年4月21日(1998.4.21)  
(33) 優先権主張国 米国(US)

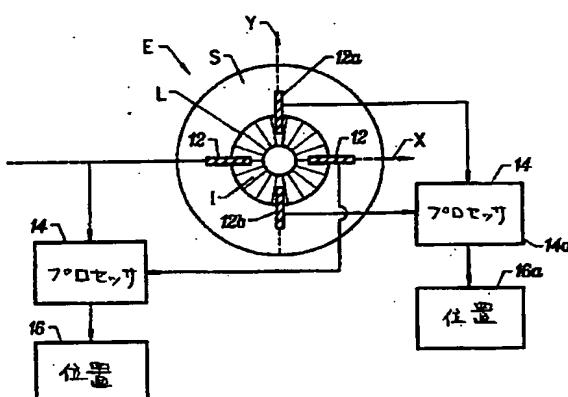
(71) 出願人 ヴィズイクス・インコーポレーテッド  
アメリカ合衆国 95051 カリフォルニア  
州・サンタクララ・セントラル エクス  
プレスウェイ・3400  
(72) 発明者 イー, キングマン  
アメリカ合衆国・94086・カリフォルニア  
州・サニーベイル・ウエスト・オリーブ  
アベニュー 4番・1081  
(74) 代理人 弁理士 山川 政樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 線形アレイ眼球追跡器

(57) 【要約】

本発明は、強膜とアイリスとの間のコントラストを利用して、眼球の位置を特定するために、眼球の位置を感知し、追跡するための改善した装置、システム、および方法である。多くの実施形態では、線形光検出器はアイリスから強膜まで伸びている。眼球は、そのような線形光検出器(12)の対の間に置かれ、一方の線形光検出器から他方の線形光検出器への眼球運動は、各線形光検出器を照射する光の相対量を変化させる。この線形光検出器の対は、実際、プロセッサ(14)を使用して、一次元の位置決め誤差を感知および測定することができ、一次元位置決め装置(16)にフィードバックを提供し、その結果、正確な位置追跡が可能な簡素で高度に線形なシステムとなる。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 生体における眼球の運動を感知するシステムであって、眼球は強膜で囲まれた虹彩を有し、虹彩と強膜との間には角膜縁があり、

細長い検出器領域を有する第1の線形光検出器であって、検出器領域が内端および外端を有し、軸を定める第1の線形光検出器と、

細長い検出器領域を有する第2の線形光検出器であって、検出器領域が内端および外端を有し、軸を定める第2の線形光検出器とを備え、

内端が虹彩と位置合わせ可能で、外端が強膜に向かって延び、各線形検出器が角膜縁を横切って位置合わせされ、第2の線形検出器は、その間からの虹彩の変位を測定するために位置合わせされた虹彩に対して第1の線形検出器から径方向にずれているシステム。

【請求項2】 第1および第2の線形検出器の細長い検出器領域が、実質的に共通の軸である請求項1に記載のシステム。

【請求項3】 さらに第1および第2の線形検出器に結合されたプロセッサを備える請求項1に記載のシステム。

【請求項4】 各線形検出器が、細長い検出器領域内で合計の光を示す信号を生成し、プロセッサは、第1の線形検出器からの合計の光信号を第2の線形検出器からの合計の光信号と比較して、虹彩が一方の線形検出器に向かって横方向に動き、他方の線形検出器から離れるのを感じるように構成されている請求項3に記載のシステム。

【請求項5】 各線形検出器が、細長い検出器領域内に複数の光センサを含む線形アレイを備え、各線形検出器が、線形アレイの光センサに沿った角膜縁の位置合わせを示す信号を生成する請求項3に記載のシステム。

【請求項6】 検出器領域が間に軸を持つ内端および外端を有する、細長い検出器領域を有する第3の線形光検出器と、

検出器領域が間に軸を持つ内端および外端を有する、細長い検出器領域を有する第4の線形光検出器とをさらに含み、

第3および第4の線形検出器が、角膜縁の対向部分を径方向に横切って眼球の方向を向き、内端が主に虹彩からの光を感じし、外端が主に強膜からの光を感じ

する請求項3に記載のシステム。

【請求項7】 第1および第2の線形検出器が第1のセンサ対を規定し、第3および第4の線形検出器が第2のセンサ対を規定し、プロセッサが、センサ対から成る検出器の間で光信号を比較するように適合されている請求項6に記載のシステム。

【請求項8】 プロセッサが各センサ対から成る検出器の間の運動軸に沿った虹彩の運動を測定し、眼球軸に垂直な平面に沿った測定のために、第1のセンサ対の運動軸が第2のセンサ対の運動軸に対して十分な角度をなす請求項7に記載のシステム。

【請求項9】 第1および第2の検出器が実質的に共通の軸であり、第3および第4の検出器が実質的に共通の軸である請求項7に記載のシステム。

【請求項10】 第1および第2の検出器が、実質的に第3および第4の検出器に直交する請求項9に記載のシステム。

【請求項11】 虹彩の変位が、第1および第2の線形検出器が生成する光測定信号の差に比例する請求項1に記載のシステム。

【請求項12】 虹彩が第1および第2の線形検出器の軸を二等分する線に沿って動くとき、光信号の差が実質的に一定である請求項11に記載のシステム。

【請求項13】 プロセッサが、虹彩の変位の変化率から虹彩の変位の速度を計算し、計算された速度の正確さが、合計の光信号のノイズに対する、線形検出器での強膜と虹彩の間のコントラスト比の関数である請求項12に記載のシステム。

【請求項14】 各作動システムが、関連する線形検出器の軸に沿った線形検出器と眼球との位置合わせを維持するように、フィードバック回路により、第1および第2の線形検出器にそれぞれ結合された第1および第2の作動システムをさらに備える請求項12に記載のシステム。

【請求項15】 眼球が強膜に囲まれた虹彩を有し、眼球とレーザ眼球手術で使用するレーザ光線との位置合わせを維持する追跡システムであって、各検出器が、虹彩の方向を向いた内端および強膜の方向を向いた外端を有し、

その間の軸を感知する第1の運動を定める線形光検出器の第1の対と、

各検出器が、虹彩方向を向いた内端および強膜方向を向いた外端を有し、その間の軸を感知する第2の運動を定める線形光検出器の第2の対と、

対の感知軸に沿った虹彩の運動を感知する各対の線形検出器の間からの光信号を比較するように適合され、検出器の第1および第2の対に結合されたプロセッサと、

線形検出器と眼球との位置合わせを維持するように適合され、プロセッサに結合された作動システムを備える追跡システム。

【請求項16】 生体の眼球の位置を感知する方法であって、

眼球の虹彩および強膜を照射することと、

前記線形検出器が、各検出器が虹彩に隣接するところから強膜まで延びているように径方向に向き、複数の線形光検出器で照射された眼球からの光を測定することと、

第1の検出器で測定された光と第2の検出器で測定された光とを比較し、その間からの虹彩の運動を感知することを含む方法。

【請求項17】 前記比較ステップが、第1の検出器からの光信号と第2の検出器からの光信号を比較することを含み、前記光信号が、強膜に沿って位置合わせされた検出器の長さと共に変化する請求項16に記載の眼球運動感知方法。

【請求項18】 前記光信号が、位置合わせされた光検出器の長さと共に、実質的に線形に変化する請求項17に記載の眼球運動感知方法。

【請求項19】 前記測定ステップが、第1および第2の検出器のところで光を測定することを含み、前記第1および第2の検出器が実質的に共軸に位置合わせされ、前記第1および第2の検出器が第1の検出器対を規定する請求項15に記載の眼球運動感知方法。

【請求項20】 さらに、第3の検出器のところで測定された光を第4の検出器のところで測定された光と比較し、その間からの虹彩の動きを感知することを含み、前記第3および第4のセンサが実質的に共通の軸で、第1の検出器対に対してある角度をなす検出器の対を定める請求項19に記載の眼球運動感知方法。

【請求項 2 1】 生体の眼球を追跡する方法であって、  
眼球の虹彩および強膜を照射することと、  
照射された眼球からの光を 1 対の線形光検出器で測定し、前記線形検出器が、  
各検出器が、角膜縁を横切って位置合わせされ、虹彩に隣接するところから強膜  
に隣接するところまで延びるように径方向に向いていることと、  
対の検出器によって測定された光の間の差から、誤差信号を生成することと、  
検出器の間の虹彩を、誤差信号を使用して、再配置することを含む方法。

【請求項 2 2】 虹彩が、前記対の検出器に対して垂直に動くとき、前記検  
出器は実質的に共軸であり、前記生成ステップからの誤差信号が変化しない請求  
項 2 1 に記載の追跡方法。

【請求項 2 3】 さらに、角膜縁を横切って位置合わせされた線形光検出器  
の第 2 の対で光を測定すること、第 2 の対の検出器によって測定された光の間の  
差に対する第 2 の誤差信号を生成すること、第 2 の誤差信号を使用して第 2 の対  
の検出器間の虹彩を再配置することを含み、各誤差信号が、分離した一次元畳込  
み積分による独立した一次元フィードバックを生成する請求項 2 2 に記載の追跡  
方法。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

(発明の背景)

**(1. 発明の分野)**

本発明は、一般に眼球用器具および眼球手術に関するものであり、より詳細には、人間の眼球の位置を感知しあつ／または追跡するためのシステム、方法、および装置に関するものである。本発明は、光屈折角膜切除（P R K）、光線治療角膜切除（P T K）、レーザ・インシトゥ角膜曲率形成（L A S I K）などのレーザ眼球手術の際に眼球の位置を追跡するために特に有効である。例示的な実施形態では、本発明は、レーザ切除手順中に、眼球の感知された位置に基づいて、角膜に向けられたレーザ・エネルギーの分布を変更するためにレーザ切除システムに組み込まれる。

**【0002】**

患者の組織の運動を追跡または追求できることは、高度に望ましい特徴と認識されている。繊細な眼球組織の精密な手術のためのレーザ照射システムの場合には、特に、そのように認識されている。追跡することになる眼球の運動には、随意運動だけでなく（特定の治療によって抑制することができる）、生きている患者では制御することがより難しい不随意運動も含まれる。すなわち、患者が視覚目標を「じっと」凝視しているときでさえ、眼球運動は起きるのである。一般に眼球手術手順では精密さが要求されるが、この不随意運動は、眼球手術手順の効果を損なう可能性がある。実際、そのような不随意運動は、眼球の「完全な固定」にもかかわらず起きる可能性があるが、その理由は、そのような付隨意な眼球運動を抑制する技術は完全には効果的ではないからであり、また患者にとってもかなり不快なものである。自動眼球追跡は、このような不快な固定をするあらゆる必要性を軽減し、より効果的に異なる種類の眼球運動に対応する方法を提供することが可能である。すなわち、実時間眼球追跡が可能な手術では、既知のレーザ眼球手術における精度と速度を改良し、さらには新しい手順を初めて行うことも可能である。

**【0003】**

眼球運動を追跡することについては、様々な技術が説明されてきた。眼球追跡技術の1つの一般的なタイプは、「光学位置追跡」と呼ばれてきた。光学位置追跡器は、眼球の様々なレンズ様の性質を利用して、光学的に区別可能な位置を特定する（たとえば、第1、第2、第3、第4のブルキン・ポイントなどである）。残念ながら、そのような光学位置追跡器は、暗に眼球が堅い球として動くことを仮定している。実際には、眼球は運動中に変形するので、レンズ構造の瞬間的な相対運動のために、仮想的な光学位置情報となる可能性がある。さらに、光学位置追跡システムはかなり複雑であり、大きな個人差を生じる可能性もある。

#### 【0004】

その他の眼球追跡技術の分類は、一般に、デジタル相関および／またはパターン認識を含む。これらのデジタル技術は、一般に、非常に高速なフレームレートのCCDカメラと高度な処理アルゴリズムを必要とする。これらの方法は、基本的にデジタル方式であり、一般に、非常に高い頻度の更新率を含む。追跡頻度応答はデジタル・システムの更新頻度よりもかなり遅いので、全体のシステムも相対的に遅くなる。にもかかわらず、デジタル方式は、一般に連続分解能を与えず、許容される全応答時間内で、複雑な電子処理をする時間を残すために、非常に高速な再配置機構を必要とすることが多い。

#### 【0005】

最近の有望な眼球運動を追跡するための技術は、虹彩と強膜の光散乱特性の差を利用するものである。この技術では、光を虹彩／強膜界面あるいは角膜縁に投射し、散乱された光を光検出器で検出し、境界位置を決定する。次いで、この境界の相対位置を監視し、眼球の位置を追跡することができる。

#### 【0006】

残念ながら、角膜縁は、はっきりとした境界というよりはむしろ、角膜と強膜の移行ゾーンである。その結果、縁検出に依存する技術では、望ましい精度が足りない可能性があり、眼球運動の大きな振幅を追跡できない可能性がある。他の既知の角膜縁追跡技術の欠点は、追跡を実施するために要求される信号処理が、相対的に複雑であることである。すなわち、角膜縁がもはや名目上の位置にないように眼球が動くとき、既知の追跡システムを用いて再度位置合わせを行う

と、適切に再配置システムに指令を出すために、光検出器の信号をかなり複雑に操作することが必要となる。このように複雑な信号操作は、システム全体の複雑さを増し、システムの速度を低下させることになる。本発明に関する研究は、追跡システム応答が遅く、望ましい精度が足りないことは、部分的には、追跡システムが非線形であることの結果である可能性を示している。精密に虹彩／強膜界面の縁に沿って配置され、正確に位置合わせされた光検出器を有する、既知の「ピンポイント」角膜縁追跡器を使用すれば、適切な追跡応答は可能であるが、そのような位置合わせを提供しつゝまたは維持するために、さらに追加のシステム要素および複雑さが必要となる。特に、患者によって眼球の幾何学的形状にはらつきがあることを考慮するときには、このようなことが必要となる。

#### 【0007】

上述したことを考慮すると、改良した眼球感知追跡装置、システム、および方法を提供することが望ましい。これらの増補された技術が、コストおよび追跡機構の複雑さを著しく増大させることなく、追跡応答時間および感受性を改良すれば、特に望ましい。これらの増補された機能を、様々な患者の眼球運動を正確に感知しつゝまたは追跡するための、レーザ眼球手術の使用に適合可能なシステムに提供することは、特に望ましい。

#### 【0008】

##### (発明の概要)

本発明は、眼球の位置を感知、およびほとんどの場合に追跡するために、改良した装置、システム、および方法を提供する。本発明の技術は、一般に、眼球あるいは強膜の白色と、色彩のある虹彩のコントラストにおける差を利用し、眼球の位置を特定する。多くの実施形態では、細長い感知領域を有する線形光検出器が、虹彩から強膜まで伸びている。そのような1対の線形光検出器の間に眼球が置かれているところで、一方の線形検出器から他方の線形検出器に向かって眼球が動くと、各線形検出器を照射する相対的な光の量が変化する。線形検出器と眼球の間の位置合わせのずれは、検出器による信号出力の差に比例する。したがって、この1対の対向型線形光検出器間の信号差が、優れたフィードバック信号をもたらし、再配置機構の入力信号として使用するために、ごく単純な増幅のみを

必要とする。そのような単純な信号処理は、回路の複雑さ、およびコストを減らすだけでなく、追跡の速度と精度を著しく向上させる。

#### 【0009】

有利なことに、共軸線形光検出器は、虹彩など実質的に丸い特徴を持つものについて、一次元位置決めの誤差を正確に感知および測定することができる。本発明の追跡システムは、角膜縁を径方向に対向位置で横切る2つの共軸バルク線形光検出器に沿って合計の光を測定することにより、虹彩と強膜のはっきりしたコントラストと共に、この一次元誤差測定を有効に利用している。この配置により、角膜縁で明瞭な境界がないにもかかわらず、正確な相対位置情報を得ることができる。そのようなバルク線形光検出器を2対用意し、各対が独立に一次元位置決定装置にフィードバックをもたらすようにすると、眼球の動きの速度および振幅を広範囲にわたって正確に位置追跡する高度な線形システムとなる。

#### 【0010】

第1の態様では、本発明は生体における眼球の運動を感知するシステムを提供する。眼球には強膜で囲まれた虹彩があり、その間に角膜縁がある。システムは、細長い検出器領域を有する第1の線形光検出器を備える。検出器領域は内端および外端を有し、軸を定める。第2の線形光検出器も、内端および外端を有し、軸を定める細長い検出器領域を備える。内端は虹彩と位置合わせ可能であり、外端は強膜に向かって伸び、各線形検出器が角膜縁を横切って位置合わせされるようになっている。第2の線形検出器は、位置合わせした虹彩に対する第1の線形検出器から径方向にずれており、第1の線形検出器と第2の線形検出器の間からの虹彩のずれを測定する。

#### 【0011】

多くの実施形態では、第1の線形検出器と第2の線形検出器は実質的に共通の軸に沿って配置されている。しばしばプロセッサが第1および第2のリニア検出器に取り付けられており、各検出器は、細長い検出器領域内の合計の光を示す信号を生成する。プロセッサは、合計の光の信号を比較して、虹彩が一方のリニア検出器に向かって横方向に動き、他方の検出器から遠ざかるときを感じる。そのようなりニア共軸光検出器対は、特に、光検出器対の軸に沿った眼球運動の測

定に適している。第2のリニア光検出器対を含むことにより、感知システムは、眼球軸に対する横方向のあらゆる眼球運動を検出および測定することができる。光検出器対の軸に沿ったリニア光検出器と眼球の間の位置合わせを変更する作動機構に、それぞれ対の変換機を取り付けることにより、単純で急速な追跡システムを提供することができる。

#### 【0012】

別の態様では、本発明は、眼球とレーザ眼球手術に使用するレーザ光線の間の位置合わせを維持するための追跡システムを提供する。眼球は強膜で囲まれた虹彩を有し、追跡システムは第1のリニア光検出器対を備える。各検出器は、虹彩方向を向いた内端、および強膜方向を向いた外端を有する。第1のリニア検出器対は、その間の軸の第1の運動を感知する。第2のリニア光検出器対も同様に、その間の軸の第2の運動を感知する。プロセッサが第1および第2の検出器対に取り付けられている。プロセッサは、対の感知軸に沿った虹彩の動きを感知する、各対のリニア検出器の間からの光信号を比較するよう構成されている。作動システムがプロセッサに取り付けられており、作動システムはリニア検出器と眼球の間の位置合わせを維持するように構成されている。

#### 【0013】

本発明による方法では、眼球の虹彩と強膜を照射することにより、生体における眼球の位置を感知することができる。照射された眼球からの光は、複数のリニア光検出器で測定され、検出器は、各検出器が虹彩から強膜まで延びるように径方向を向いている。第1の検出器で測定された光は、その間からの虹彩の運動を感知するために、第2の検出器で測定された光と比較される。

#### 【0014】

さらに別の態様では、本発明は、生体の眼球を追跡する方法を提供する。この方法は、眼球の虹彩と強膜を照射することを含む。照射された眼球からの光は、1対のリニア光検出器で測定され、この間リニア検出器は径方向を向いている。さらに具体的には、各検出器は、眼球の角膜縁を横切り、虹彩に隣接するところから強膜に隣接するところまで延びるように位置合わせされている。検出器対によって測定された光の間の差から、誤差信号が生成される。次いで、誤差信号を

使用する検出器の間で、虹彩は再び位置合わせされる。有利なことに、そのような誤差信号は、独立した一次元フィードバック信号を提供することができる。この高度にリニアな一次元信号は、特に、再配置機構に対して再配置信号を付与する操作、および增幅に適しており、したがって、一次元畳込み積分で支配される、単純、高速、および正確なフィードバック制御システムを提供する。

#### 【0015】

##### (好ましい実施形態の説明)

本発明は、生体における眼球の位置を感知しあつ／または追跡する装置、方法、およびシステムに関するものである。本発明の技術は、一般に、角膜強膜境界面（角膜縁）など、眼球の認識可能な大規模な境界のコントラストを利用する。感知または追跡システムは、しばしば、デジタル・サンプル技術に頼る必要なく、これらの境界の位置および速度を決定する。好ましい態様では、角膜強膜界面の位置は、1対の細長いバルク光検出器を使用し、特定の軸に対して追跡することができる。この細長い検出器を、各検出器の一端が相対的に暗い虹彩内にあり、もう一端が角膜縁を超えて白い強膜まで延びるように配置することにより、角膜縁（および虹彩）の相対位置を決定することができる。

#### 【0016】

本発明は、一般に、リニアバルク光検出器を利用する。これらの光学検出器は、細長い光感知領域に沿って全体の照度を示す信号を生成する。非常にはつきりしたコントラストの差をもつ組織間の境界の位置を正確に示しあつ追跡することなく、強膜と虹彩の明瞭なコントラストを有効に利用するために、光感知領域は角膜縁を横切り（および超えて）延びることになる。

#### 【0017】

本発明の装置、システム、および方法は、様々な環境に応用することが可能である。たとえば、本発明の眼球位置感知技術は、衝動性眼球運動および随意眼球運動の臨床または学術研究に用いることが可能である。これらの技術と構造は、レーザ眼球手術を支援することに即座に応用可能である。さらに具体的には、本発明の追跡システムは、角膜再生を目的とするレーザ眼球手術の精度を上げるために、医療用レーザ光線と眼球の間の位置合わせを維持するために使用すること

が可能である。あるいは、リニア光検出器対は、眼球が許容位置合わせ範囲を超えて動くときにはいつでも、追跡することなく、そのようなレーザ光学切除手順を中断するために使用することが可能である。それにもかかわらず、本発明の感知／追跡システムの対になっているリニアバルク光検出器は、眼球運動の広範な振幅にわたって、システム応答時間を改善する。

#### 【0018】

ここで図1を参照すると、追跡システム10は、一連のリニアバルク光検出器12を使用して眼球Eの横運動を追跡するために使用される。検出器12は、共通の軸に沿って配置され、プロセッサ14によって比較される検出器からの信号を有し、プロセッサは、再配置機構16に指令するために検出器の信号を処理する。次いで、再配置システム16は、プロセッサからの信号に基づいて、眼球Eと検出器12の位置合わせを変更する。

#### 【0019】

検出器12は、それぞれが細長い光感知領域を有し、検出器は一般に径方向を向いている。概略図である図1で検出器12は眼球E上に重ねて図示されているが、検出器はしばしば眼球の画像に基づいて眼球Eの位置について感知できることを理解されたい。したがって、眼球Eの構造と特徴に対する検出器12の関係位置の描写は、しばしば実際には、眼球の画像を用いて行われる。たとえば、眼球Eは強膜Sおよび虹彩Iを含み、その間の境界は角膜縁Lにより定められる。光学ダイオード12は、角膜縁Lを「横切って」虹彩Iから強膜Sまで延びるように配置され、各バルク検出器は実質的に白色で相対的に明るい強膜および強膜よりかなり暗い虹彩からの光を測定するようになっている。しかし、検出器が実際に眼球の画像を横切って延びるように、検出器の構造を眼球から少し離れたところに置くことも可能であることを理解されたい。眼球の画像は、しばしば、眼球と検出器の間の光学トレインによって作られる。あるいは、光学ダイオードを眼球の近くのめがねフレーム上に取り付け、一直線に強膜虹彩界面を横切る方向に向けることもできる。

#### 【0020】

リニア検出器12は、一般に、細長いシリコン光学ダイオードを備える。シリ

コン光学ダイオードは、通常、数十ピコセカンドの時定数をもつ。その結果、サンプリング・レートはしばしば露光時間によって制限される。さらに具体的には、サンプリング・レートは露光時間に反比例し、露光時間が短くなると、サンプリング・レートは大きくなる。

### 【0021】

シリコン光学ダイオードのスペクトル応答は、赤外線付近（通常  $750\text{ }\mu\text{m}$  附近）を中心とする。これらの検出器は、一般的に、かなり広いスペクトルの光に感受性があり、少なくとも  $450\text{ }\mu\text{m}$  から  $950\text{ }\mu\text{m}$  の範囲の光に対して約 50 パーセントの感受性をもつ。好ましい照明源としては、シリコン光学ダイオード検出器を使用するときは、この範囲で大きな出力が得られるものを、理想的には、含む。あるいは、検出器 12 は、より低い感受性の利用、または代替ダイオード構造の使用などにより、約  $350\text{ }\mu\text{m}$  から  $1100\text{ }\mu\text{m}$  の範囲にわたり、いかなる光であっても感知することが可能である。

### 【0022】

具体例としてシリコン光学ダイオード構造を図 1A に示す。リニア検出器 12 は、検出器要素 13 のアレイを含む。検出器要素 13 は、軸方向の長さより（検出器の軸に関して）横の長さの方が長い。このため、軸の分解能を保ったまま全体の検出面積は増える。したがって、この構造は、未使用の横向きの感知方向に沿った分解能を犠牲にして、軸方向の信号対ノイズ性能を増大させる。

### 【0023】

プロセッサ 14 は、一般に、1 対の対向型検出器 12 が生成した検出信号を比較する。検出器は、ある方向に沿った眼球 E の横方向の運動を測定できるように十分長くなっている、長さの方が幅よりもかなり長い。プロセッサ 14 a は、第 1 の検出器 12 a が生成した信号を第 2 の検出器 12 b が生成した信号と比較することにより、Y 軸に沿った眼球 E の虹彩 I の位置を測定する。眼球 E が上方に動くとき、第 1 の検出器 12 a に隣接する強膜 S の量は減少するが、第 2 の検出器 12 b に隣接する強膜の量は増加する。逆に、より暗い虹彩の第 1 の検出器 12 a に対する重なり量（より暗い虹彩部がより多く検出される）を増大していくと、第 2 の検出器 12 b に対する重なり量は低減していく。その結果、第 1 の検

出器12aが生成する合計の照明信号は減少し、その一方で第2の検出器12bが生成する信号は増加する。これらの信号を比較することにより、プロセッサ14aは、眼球EがY軸の正の方向に動いたということを感じることができる。また信号の量の差に基づき、およびこの差の変化率によって、その動きの量と速度をそれぞれ測定することができる。

#### 【0024】

プロセッサ14は、任意選択で、比較的単純なアナログ回路を備えることが可能である。あるいは、代替方法として、デジタル・プロセッサに結合された1つまたは複数のアナログ・デジタル変換器を含むことも可能である。アナログ回路の使用は、特に、再配置機構16がアナログ入力信号を伴う使用に適合されているときは、システムの応答を良好にするために好ましい可能性がある。

#### 【0025】

再配置機構16は、一般に、プロセッサ14からの位置信号に基づいて、再び検出器12と眼球Eの位置合わせを実施する。図1に示しているように、X軸とY軸に沿った一次元のフィードバック・ループを分離するために、プロセッサ14aに結合された配置機構16aは、好ましくは、Y軸に沿った位置合わせにのみ影響を及ぼす。そのような一次元再配置を提供するために、様々な機構を使用することが可能である。たとえば、再配置機構16aは、軸に沿って、検出器12を支えるスペクタクルフレームを平行移動することが可能である。あるいは、再配置機構16は、眼球Eの画像と検出器12の間で位置合わせを再び行うために、回動可能な鏡を使用できる。プロセッサ14が再配置機構16にアナログ信号を印加するところでは、再配置機構は、しばしば、ボイス・コイル・モータなどのアナログ電子メカニカル作動装置を含む。プロセッサ14が再配置機構にデジタル信号を提供するところでは、代わりにステッパ・モータなどデジタル電子メカニカル作動装置を使用することが可能である。

#### 【0026】

図2に、角膜の再形成を実施するために、選択的に角膜組織の光学切除を行うシステム20を示す。レーザ切除システム20は、図1の追跡システム10の要素を組み込む。またレーザ切除システム20は、レーザ光線24を生成するレー

ザ22を含む。レーザ光線24とリニア検出器12は、再配置機構16によって眼球Eに対して位置合わせされている。この実施形態では、再配置機構16は、回動ミラー26を利用して、リニア検出器12上で眼球Eの画像の位置を変更する。すなわち、図からわかるように、検出器12上に重ねて図示された角膜縁画像L'は、回動ミラー26によって検出器に対して位置合わせされている。眼球の画像を造り、レーザ光線24に指令するために、光学トレイン（図示せず）を配置システム16に含むことが可能である。

#### 【0027】

上述したように、画像化と感知は、検出器12の測定に適した光エネルギーを眼球Eに照射することにより増進することができる。そのような照射は、斜照射器28によって実施することができる。図2に示した追跡システムの部分は、一般に、X軸のみに沿って、レーザ光線24と眼球Eの間の位置合わせを維持する。独立したプロセッサ14および実質的に独立した再配置機構16に結合した検出器12の第2の対は、図の平面内外への運動方向の眼球の追跡に使用することができる。再配置ミラーを使用する本発明によって改良した追跡システムは、商標STAR™の下で、カルフォニア州サンタ・クララのVISX社から商業的に入手可能なレーザ眼球手術システムに組み込むことが可能である。

#### 【0028】

リニア検出器12からの相対信号の変化は、図3Aおよび図3Bを参照すると理解できる。各検出器12が、内端32および外端34を有する細長い光感知領域30を定める。内端32は、一般に、虹彩Iと位置合わせされており、外端34は、まわりの強膜まで延びている。その結果、検出器12は角膜縁Lを横切って延びており、相対的に暗い虹彩I部分からの光、および著しく明るい強膜部分からの光を感知する。

#### 【0029】

検出器12は、一般に対の状態で動作し、虹彩Iの相対位置を感知する。第1の検出器12aおよび第2の検出器12bは、X軸に沿って共通の軸に位置合わせされている。虹彩Iが検出器12に対して定量的に右に動くとき（図3Aに示すように、または図3Bで位置Bから位置Cに動くとき）、明るい強膜の多くの

部分が第1の検出器12aにさらされ、したがって出力信号が増大する。反対に、第2の検出器12bの多くの部分が暗い虹彩で覆われるので信号が低減する。しかし、虹彩IがX軸に対して垂直に動くところでは（図3Bに示すように位置Aから位置Bに動くなど）、第1の検出器12aおよび第2の検出器12bからの信号強度は、実質的に同程度低減する。したがって、第1の検出器12aからの信号を第2の検出器12bからの信号と比較することにより、1対の検出器を、横方向のY軸に沿った運動と無関係に、X軸に沿った虹彩Iの動きを示すために使用することができる。

### 【0030】

第2の検出器12bからの（および各検出器の）信号は、定量的に次式で与えられる。

#### 【数1】

$$S = \int_0^l I(x) dx$$

上式で、 $l$ は第2の検出器12bの長さを表し、 $I(x)$ は長さ $l$ に沿った位置 $x$ の強度を表す。例として、図3Cに2つの異なる定数值（一方は虹彩I内で $I = 100$ など任意の低い強度であり、他方は強膜に沿った $I = 200$ など任意の高い強度である）でのステップ関数を含む強度プロフィールを示す。初めに、第2の検出器12bの長さの半分が虹彩と位置合わせしてあり、もう半分が強膜と位置合わせしてあると（ $l_0 = l/2$ ）仮定すると、信号 $S$ は次式で与えられる。

#### 【数2】

$$S = \int_0^{l/2} I_1 dx + \int_{l/2}^l I_2 dx = \frac{1}{2} (I_1 + I_2) l$$

#### 【0031】

上述したように、虹彩Iが第2の検出器12bに向かって動くとき、信号 $S$ は低減する。さらに具体的には、虹彩Iが右に $\Delta l$ だけ動き、角膜縁が $l/2$ から

$l'$ まで動くところでは、第2の検出器12bからの信号は低減し、それは次式で与えられる。

【数3】

$$\begin{aligned}\Delta S &= S - \int_0^x I_1 dx + \int_x^{l'} I_2 dx \\ &= \int_0^x I_1 dx - \int_{l'}^x I_2 dx\end{aligned}$$

上式で、 $l'$ は第2の検出器12b ( $l' = l_0 + \Delta l$ )に沿った理論的な角膜縁の新しい位置で、 $I_1$ と $I_2$ はそれぞれ虹彩と強膜に沿った強度である。ステップ関数の例から定数 $I_1$ と $I_2$ を使うと、図3Dに示すように強度分布 $I(x)$ を得る。信号 $\Delta S$ の全変化は次式で与えられる。

$$\Delta S = (I_1 - I_2) \Delta l$$

上式で、 $(I_1 - I_2)$ は虹彩と強膜の間のコントラストである。(例では、 $200 - 100 = 100$ となっている)。

【0032】

バルク光検出器からの信号 $S$ を与える積分について、その他に考察する方法としては、スリットに沿った光強度の移動平均を考える方法がある。有利なことに、図3Cおよび図3Dに破線で示すように、追跡システムは、スリットから出る平均の光を比較するが、スリットは、実際に角膜縁 $L$ のところで起きているコントラストの漸進的な変化を十分に超えて延びている。この変化に伴う不規則な変動とは対照的に、対向型スリットを通る照明の平均は、虹彩 $I$ が検出器に対して動くとき、非常になめらかに変化する。比較的小さい位置の変化および比較的小さなコントラストの変動に対しては、変位は信号の変化に比例する。

【0033】

速度測定は、X軸に沿った位置の変化率を監視することにより、極めて正確に行うことができる。そのような速度測定の精度は、検出器12からのコントラストとノイズの比率の関数である。さらに具体的には、速度は縁信号35の変化率として、計算することが可能であるが、縁は鮮明である必要はない。モーメント積分は、時間間隔の前後でとった信号サンプルから得ることができる。時間間隔

で割った信号の差が、速度を示すことになる。

#### 【0034】

良好な性能信号対ノイズ（S/N）性能は、より正確なモーメントをもたらし、したがって良好な速度測定を与える。S/N性能が向上すれば、不注意でノイズ・スパイクを眼球の運動と解釈する可能性は少なくなる。すなわち、ノイズが非常に多いと、縁の位置があいまいに定義されるので、速度測定は困難になり、モーメントは大きな標準誤差を有するようになる。データを平均することは、S/N性能を改良し、固定した縁、あるいはゆっくり動く縁をより正確に計算するために役に立つが、逐次信号を平均することは、測定可能な最大速度を減少させる可能性がある。

#### 【0035】

図4を参照すると、代替感知システム30が、1対のリニアアレイ光学ダイオード32a、32bを使用している。そのようなリニアアレイは、さらに、空間情報を与えることができる。具体的には、リニアアレイが持つデジタルの性質により、単に虹彩の位置を相対的に測定するというよりはむしろ、絶対的な縁の位置をつきとめられる。この絶対位置感知システムの精度は、視野、倍率など従来の光学的制約の他に、リニアアレイの画素次元に依存する。

#### 【0036】

リニアアレイ32がもたらす空間情報は、本質的にはビデオの単一ラインと同じである。有利なことに、単一ライン画素アレイは、おそいCCDのリフレッシュレートなどを含む、標準ビデオ入力を制限することを回避する。このため、通常の30または60Hzのビデオリフレッシュレートよりもはるかに速いサンプリング速度をもたらすことが可能であり、好ましくは、約120Hzという高いビデオリフレッシュレート、あるいはそれよりも速い速度をもたらすことが可能である。

#### 【0037】

現在利用可能なリニアアレイ光学ダイオードでは、256、または512、もしくは1024画素のアレイを含みうる。25mmの視野では、1024のリニア配列光学ダイオードの解像度は $24\mu m$ である。各アレイ要素の寸法は、アレ

イの軸に沿って幅約 $2.5\mu m$ 、長さ $25\mu m$ であり、したがって非常に良好な軸方向の解像度をもたらす。一般に幅の寸法を広くすると、アレイの感受性を増進することに役立つ。

#### 【0038】

有利なことに、上述したように、リニアアレイ32の各要素からの出力は、合計して、バルク検出器から入手可能な情報と同じものをもたらすようにすることができる。したがって、第1のアレイ32aおよび第2のアレイ32bが径方向に離れた位置で角膜縁Lを横切っている限り、この2つのリニアアレイからの信号の合計は、アレイ間のX軸に沿った虹彩Iの相対位置を決定するために比較することができる。すなわち、アレイによる絶対的な縁の位置情報に加えて、対のリニア光学ダイオードアレイは、バルク光学検出器として使用し、アレイを二叉に分けている中間ラインMからの虹彩Iの相対運動を測定することができる。したがって、複数の対アレイを同じ用途に使用することができる。

#### 【0039】

本発明の感知追跡システムは、一般に、対になった検出器間の1つの軸に沿った運動について説明されている。図1について説明されているように、このシステムは、第1の対の感知軸に対して直角方向の運動を感知しあつか／または追跡するるために、第2の検出器対を含みうる。そのような追跡は、この2つの感知軸間の直行関係を維持することによって向上することができるが、まぶたや他の障害物は、この検出器の対を斜角に置くことで避けることができる。

#### 【0040】

本発明について、図を使用し、明確な理解のために、ある程度詳細に説明してきたが、当業者にはさまざまな変更、修正、および応用が可能であることが明らかであろう。たとえば、眼球の水平運動および垂直運動は、3つのリニア光学ダイオードの信号を選択的に比較することにより追跡することができる。この過程では、プロセッサが各光学ダイオードを2つの対の要素として扱う。したがって、本発明の範囲は、請求項によってのみ制限される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【図1】

2つの独立した測定／再配置軸に沿った、2つのパルクリニア光検出器対の間で測定された光強度の差から、眼球の横運動を測定する、本発明の追跡システムの概略図である。

【図1A】

図1のシステムで使用する光学ダイオード構造の概略図である。

【図2】

2つの独立した軸の一方に対する図1の追跡システムを含む、レーザ手術システムの概略側面図である。

【図3A】

1対の共軸リニアパルク光検出器を使用する、一次元における横方向の眼球運動を感知する方法の図である。

【図3B】

1対の共軸リニアパルク光検出器を使用する、一次元における横方向の眼球運動を感知する方法の図である。

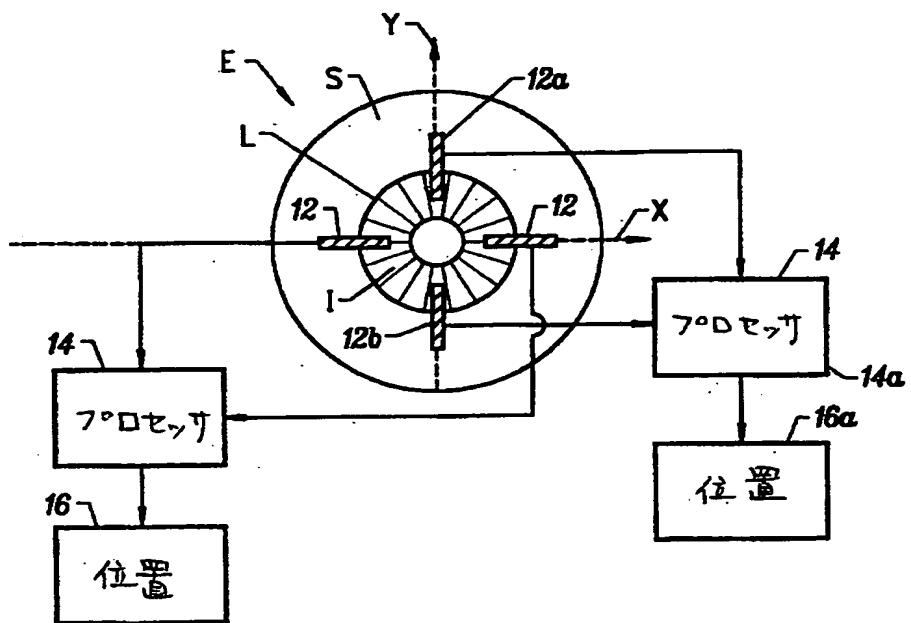
【図4】

2対のリニア光学ダイオードアレイを含み、したがって、リニアアレイ出力の合計からの相対的な移行の他に、絶対的な角膜縁の位置を提供する、代替眼球運動感知システムの概略図である。

【図5】

リニア光検出器を使用する速度を測定する方法の概略図である。

【図1】



【図1A】

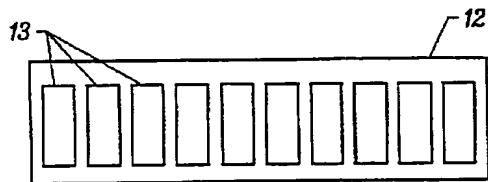


FIG. 1A

【図2】

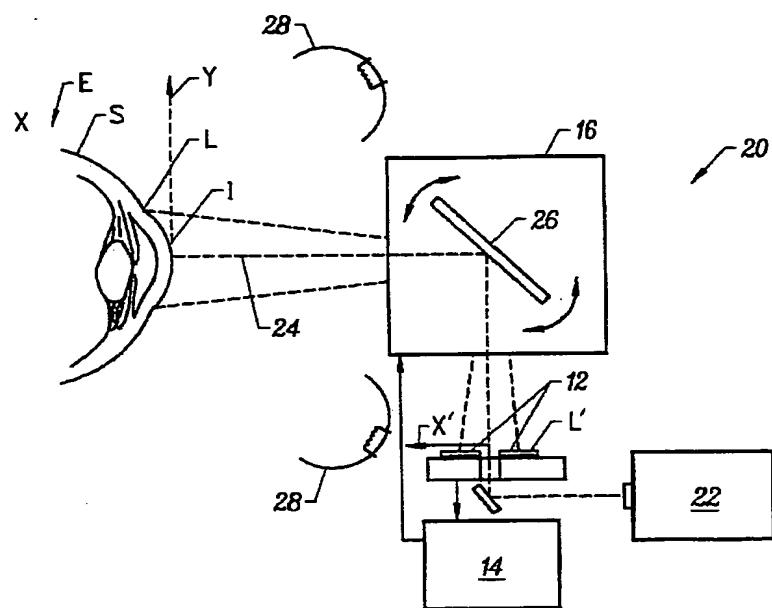


FIG. 2

【図3A】

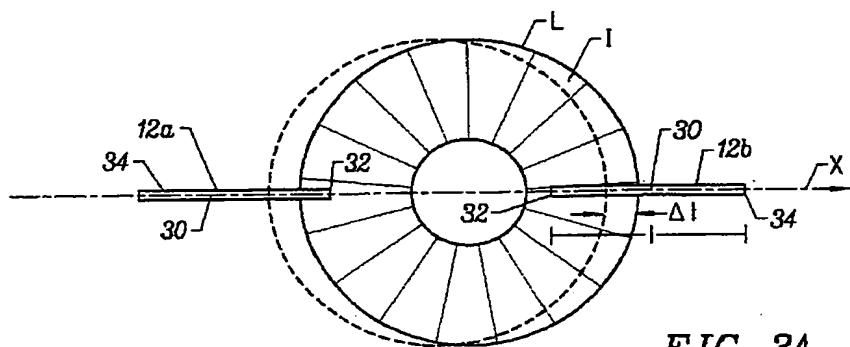


FIG. 3A

【図3B】

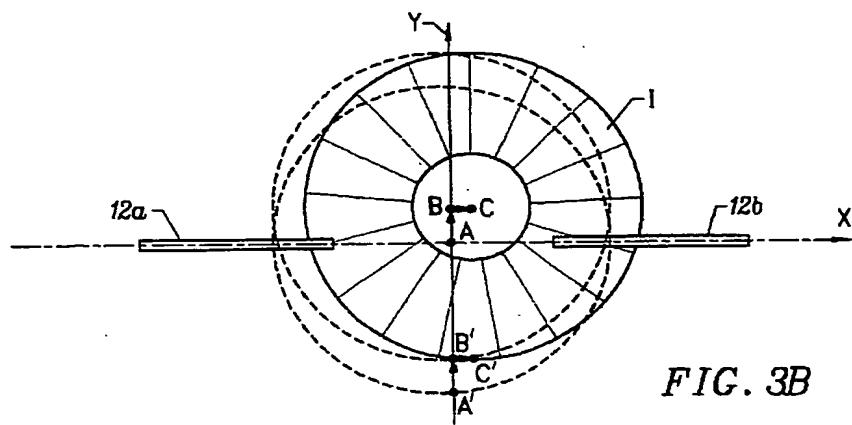


FIG. 3B

【図3C】

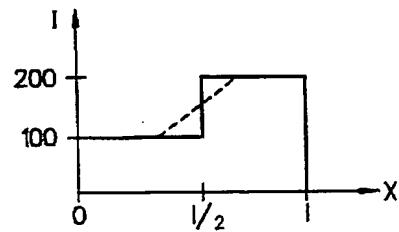


FIG. 3C

【図3D】

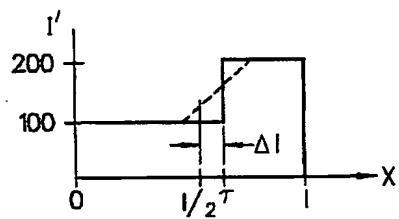


FIG. 3D

【図4】

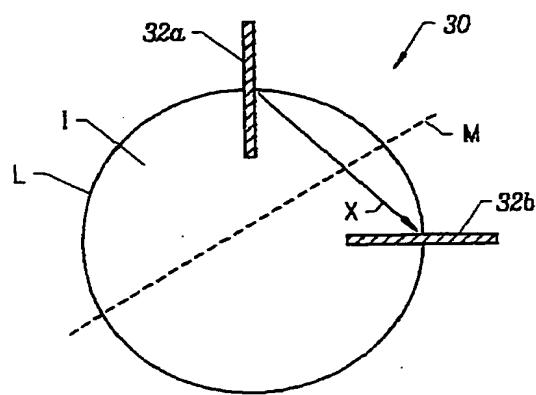


FIG. 4

【図5】

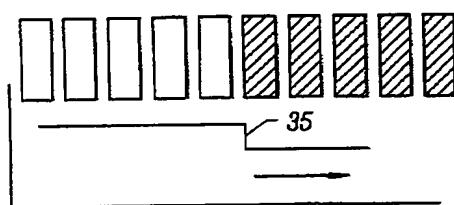


FIG. 5